

REC'D 12 JAN 2005

IB/05/050092



WIPO

PCT

Europäisches
Patentamt

European
Patent Office

Office européen
des brevets

Bescheinigung

Certificate

Attestation

Die angehefteten Unterla-
gen stimmen mit der
ursprünglich eingereichten
Fassung der auf dem näch-
sten Blatt bezeichneten
europäischen Patentanmel-
dung überein.

The attached documents
are exact copies of the
European patent application
described on the following
page, as originally filed.

Les documents fixés à
cette attestation sont
conformes à la version
initialement déposée de
la demande de brevet
européen spécifiée à la
page suivante.

Patentanmeldung Nr. Patent application No. Demande de brevet n°

04100073.8 ✓

**PRIORITY
DOCUMENT**

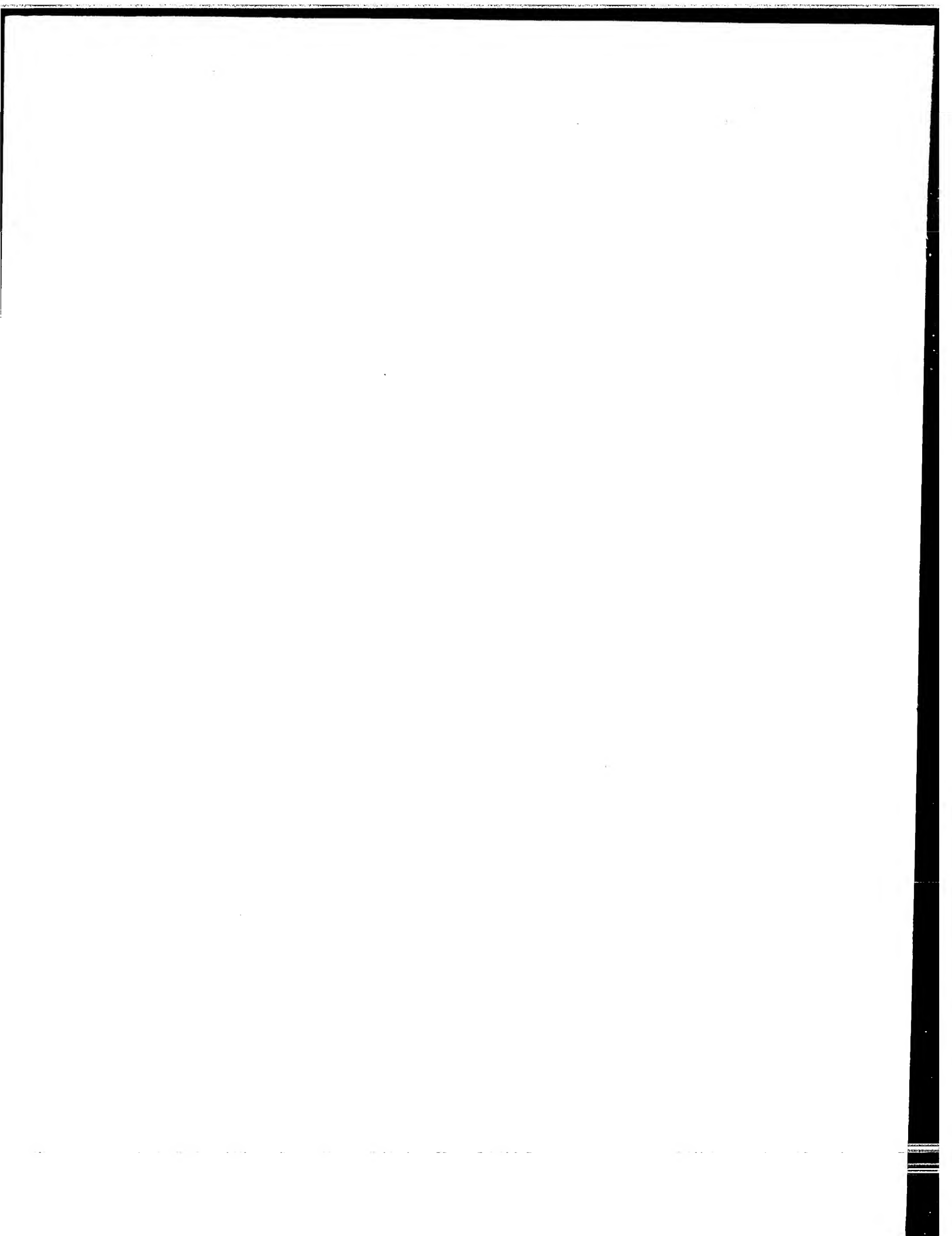
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)

Der Präsident des Europäischen Patentamts;
Im Auftrag

For the President of the European Patent Office

Le Président de l'Office européen des brevets
p.o.

R C van Dijk





Anmeldung Nr:
Application no.: 04100073.8 ✓
Demande no:

Anmeldetag:
Date of filing: 12.01.04 ✓
Date de dépôt:

Anmelder/Applicant(s)/Demandeur(s):

Philips Intellectual Property & Standards
GmbH
Steindamm 94
20099 Hamburg
ALLEMAGNE
Koninklijke Philips Electronics N.V.
Groenewoudseweg 1
5621 BA Eindhoven
PAYS-BAS
FRAUNHOFER-GESELLSCHAFT ZUR FÖRDERUNG DER
ANGEWANDTEN FORSCHUNG E.V.
Leonrodstrasse 54
80636 München
ALLEMAGNE

Bezeichnung der Erfindung/Title of the invention/Titre de l'invention:
(Falls die Bezeichnung der Erfindung nicht angegeben ist, siehe Beschreibung.
If no title is shown please refer to the description.
Si aucun titre n'est indiqué se référer à la description.)

Halbleiterbasierender Bildgeber

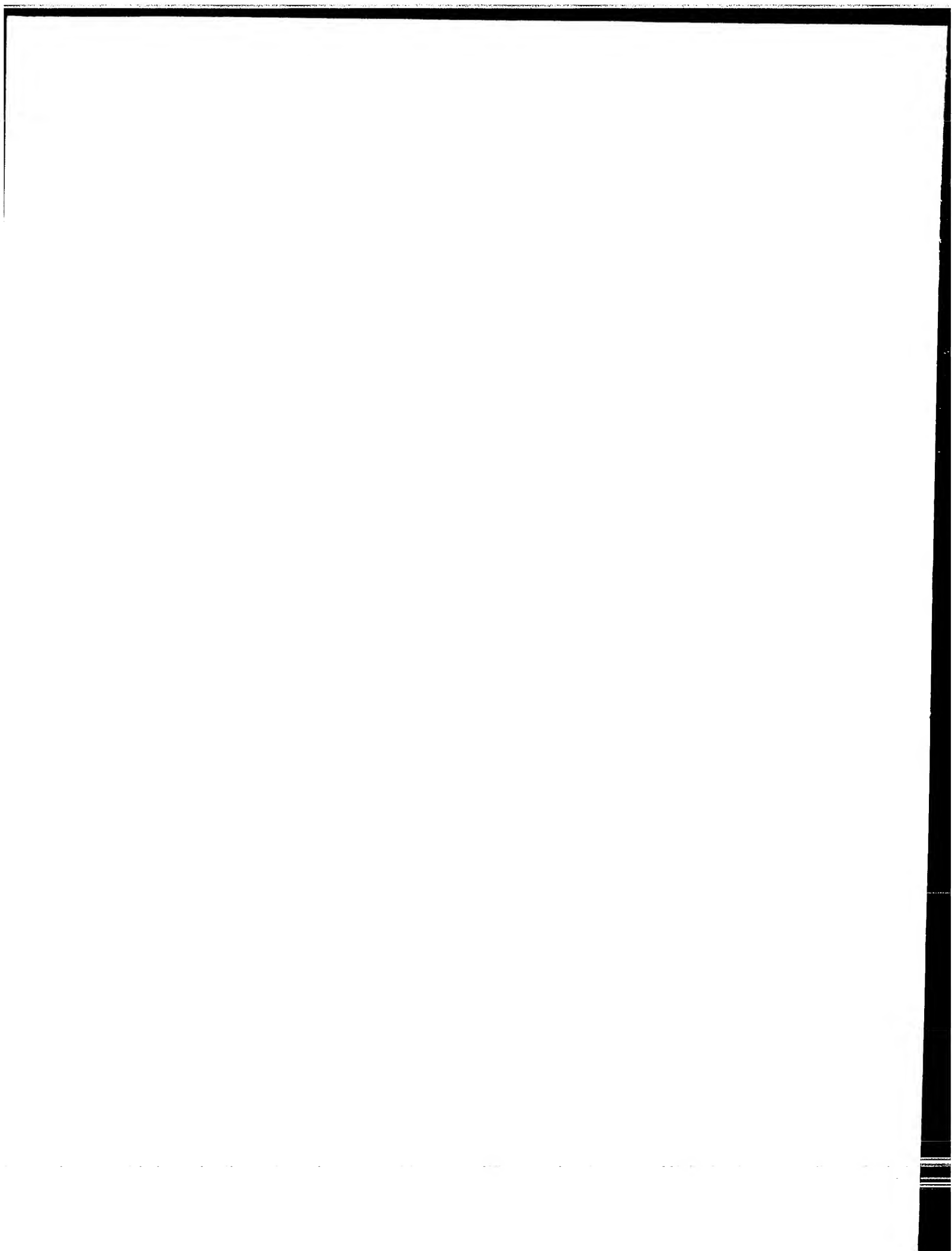
In Anspruch genommene Priorität(en) / Priority(ies) claimed / Priorité(s)
revendiquée(s)
Staat/Tag/Aktenzeichen/State/Date/File no./Pays/Date/Numéro de dépôt:

Internationale Patentklassifikation/International Patent Classification/
Classification internationale des brevets:

H04N3/15

Am Anmeldetag benannte Vertragsstaaten/Contracting states designated at date of
filing/Etats contractants désignées lors du dépôt:

AT BE BG CH CY CZ DE DK EE ES FI FR GB GR HU IE IT LU MC NL
PT RO SE SI SK TR LI



BESCHREIBUNG

Halbleiterbasierender Bildgeber

Die Erfindung betrifft eine Detektoranordnung bzw. einen halbleiterbasierenden Bildgeber mit einer Mehrzahl von Detektorelementen oder Bildpixeln, die jeweils einen integrierten SD- (Sigma Delta) Modulator oder einen integrierten SD-A/D-(Sigma Delta Analog/Digital) Wandler aufweisen, sowie insbesondere eine solche Detektoranordnung bzw. einen solchen Bildgeber auf der Basis einer CMOS-Halbleiterstruktur. Die Erfindung betrifft auch einen Röntgendetektor und ein Röntgengerät, insbesondere zur Computertomographie (CT), mit einer solchen Detektoranordnung.

10

Aus der US 5,461,425 ist ein CMOS-Bildsensor mit einer Mehrzahl von Pixeln aus jeweils mindestens einem Fotodetektor (bzw. Fototransistor) sowie einem jedem Pixel zugeordneten A/D-Wandler in Form eines Sigma Delta (SD)-Modulators bekannt. Die A/D-Wandler sind dabei jeweils in Zwischenbereichen der Fototransistoren in der Pixelanordnung und damit in dem Bildsensor angeordnet. Dieser Bildsensor soll kostengünstig herstellbar und besonders effizient sein, so dass Bilder mit hoher Qualität erzeugt werden können. Allerdings ist dieser Bildsensor für Anwendungen in Röntgendetektoren nicht oder nur eingeschränkt geeignet, da für diese Anwendungen besondere Anforderungen an einen hohen Dynamikumfang und geringes Rauschen gestellt werden.

20

Eine Aufgabe, die der Erfindung zugrunde liegt, besteht deshalb darin, eine Detektoranordnung bzw. einen Bildgeber mit einer Mehrzahl von Detektorelementen oder Bildpixeln, die jeweils einen integrierten SD- (Sigma Delta) Modulator oder einen integrierten SD-A/D (Sigma Delta Analog/Digital) Wandler aufweisen, zu schaffen, die/der einen insbesondere für die Anwendung in der Röntgentechnik ausreichend hohen Dynamikumfang aufweist.

25

Weiterhin soll eine Detektoranordnung bzw. ein Bildgeber der eingangs genannten Art geschaffen werden, die/der ein besonders hohes Signal/Rausch-Verhältnis aufweist, wie es insbesondere für die Anwendung in der Röntgentechnik gefordert wird.

- 5 Schließlich soll auch eine Detektoranordnung bzw. ein Bildgeber der eingangs genannten Art geschaffen werden, der insbesondere für die Anwendung in der Computertomographie geeignet ist.

- 10 Gelöst wird die Aufgabe mit einer Detektoranordnung mit einer Mehrzahl von Detektorelementen oder Bildpixeln, die jeweils einen integrierten SD-Modulator aufweisen, wobei der SD-Modulator eine differentielle Ausführung und/oder eine Mehrzahl von Stufen aufweist.

- 15 Besondere Vorteile dieser Lösung bestehen darin, dass die Detektoranordnung bzw. ein diese aufweisender Bildgeber eine besonders hohe Störuneempfindlichkeit, einen hohen Dynamikumfang und ein geringes Rauschen aufweist.

Die Unteransprüche haben vorteilhafte Weiterbildungen der Erfindung zum Inhalt.

- 20 Weitere Einzelheiten, Merkmale und Vorteile der Erfindung ergeben sich aus der folgenden Beschreibung von bevorzugten Ausführungsformen anhand der Zeichnung. Es zeigt:

- 25 Fig. 1 eine schematische Darstellung wesentlicher Komponenten eines Computertomographie-Gerätes;
Fig. 2 eine grafische Darstellung des Dynamikumfangs eines Detektorsignals in Abhängigkeit von der Anzahl der erfassten Photonen;
Fig. 3 ein erfindungsgemäßes Prinzipschaltbild zur Verarbeitung der Signale eines Detektorelementes;
30 Fig. 4 eine Blockschaltbild zur Verarbeitung der Signale eines Detektorelementes gemäß der Erfindung; und

Fig. 5 eine Komponente der in Figur 4 gezeigten Schaltung im Detail.

Figur 1 zeigt schematisch wesentliche Komponenten eines Computertomographie (CT)-Gerätes. Das Gerät umfasst eine Gantry 1, an deren Umfang eine Röntgenstrahlenquelle 2 sowie gegenüberliegend eine Detektoranordnung 3 befestigt ist. Die Röntgenstrahlenquelle 2 erzeugt ein fächer- oder pyramidenartiges Röntgenstrahlenbündel 4, das auf die Detektoranordnung 3 gerichtet ist. Durch das Innere der Gantry 1 (z-Richtung) und damit durch das Röntgenstrahlenbündel 4 wird ein Untersuchungsobjekt bzw. ein Patient 5 geführt. Da sich die Gantry 1 dabei dreht, wird der in der Ebene der Gantry 1 liegende Untersuchungsbereich 6 des Patienten 5 aus verschiedenen Richtungen von den Röntgenstrahlen durchsetzt, so dass in bekannter Weise aus den von der Detektoranordnung 3 aufgenommenen Bilddaten ein Schnittbild des Untersuchungsbereiches 6 berechnet werden kann.

Die Detektoranordnung 3 ist im allgemeinen ein Teil eines Bildgebers, mit dem die Röntgenstrahlen erfasst und verarbeitet werden, um ein Bild des Untersuchungsbereiches zu berechnen und zu erzeugen. Die Detektoranordnung 3 setzt sich aus einer Mehrzahl von Detektorelementen zusammen, die jeweils mit einem Bildpixel des berechneten Bildes korrespondieren und in Form einer Anzahl von Zeilen und Spalten angeordnet sind, wobei sich die Zeilen in Umfangsrichtung der Gantry 1 und die Spalten senkrecht dazu erstrecken.

Zur Verdeutlichung der der Erfindung zugrundeliegenden Problematik sei auf Figur 2 hingewiesen. Die übliche Schwankungsbreite der Amplituden der Detektorsignale, d. h. der Anzahl der von einem Detektorelement erfassten Röntgenstrahlen-Photonen, bewegt sich im allgemeinen zwischen etwa 64 Photonen für das schwächste Signal und etwa einer Million Photonen für das stärkste Signal. Dies entspricht einem Faktor von etwa 16000. Zur Darstellung eines diese Anzahl von Photonen repräsentierenden digitalen Signals werden somit bis zu 14 Bits benötigt.

Ein solches (Nutz-)Signal S ist in Figur 2 logarithmisch dargestellt, wobei auf der horizontalen Achse die Anzahl von Röntgenstrahlen-Photonen X bzw. die entsprechende Anzahl von Bits (Eingangssignal) und auf der vertikalen Achse die davon abhängige Anzahl der Bits des Ausgangssignals angegeben ist.

5

Das Rauschsignal N (Schrotrauschen) ergibt sich etwa aus der Quadratwurzel des Nutzsignals S und ist in Figur 2 ebenfalls logarithmisch dargestellt. Die Auflösung des Nutzsignals S ist somit von seiner Amplitude abhängig. Wie sich aus Figur 2 ergibt, umfasst das Signal/Rausch-Verhältnis für die höchste Detektorsignalamplitude etwa zehn Bits und für die niedrigste Detektorsignalamplitude etwa drei Bits. Um jedoch einerseits das kleinste Rauschsignal N (entsprechend acht Photonen) und andererseits das größte Nutzsignal S (etwa eine Million Photonen) verstärken zu können, wird ein Gesamt-Dynamikumfang von etwa 17 Bits benötigt.

10

Um entsprechend leistungsfähige Leseverstärker in unmittelbarer Nähe der Detektorelemente anordnen zu können, werden vorzugsweise CMOS- oder andere hochintegrierte Halbleiterstrukturen eingesetzt. Zur Verarbeitung und Digitalisierung der analogen Ausgangssignale jedes Detektorelementes mit einem so hohen Dynamikumfang werden vorzugsweise SD-A/D (Sigma Delta Analog/Digital-) Wandler eingesetzt.

20

Figur 3 zeigt die prinzipielle Realisierung eines solchen SD-A/D-Wandlers, der sich aus einem Oversampling-Modulator (SD-Modulator) und einem Dezimationsfilter zusammensetzt, wobei für jedes Detektorelement der Detektoranordnung ein solcher SD-A/D-Wandler vorgesehen ist.

25

Das Detektorelement ist in Form des Ersatzschaltbildes einer Fotodiode mit einer Kapazität C_{diode} , einer Stromquelle I_{photo} sowie der Diodenstrecke D dargestellt. Auf der Fotodiode befindet sich im allgemeinen eine Scintillationsschicht, mit der die einfallenden Röntgenstrahlen in sichtbares Licht umgewandelt werden, das dann von der Fotodiode erfasst wird. Der von der Fotodiode erzeugte Fotostrom ist proportional zu der er-

30

zeugten Lichtintensität und somit auch proportional zu den zu erfassenden Röntgenstrahlen.

Der Fotostrom wird einem analogen Summierer 11 zugeführt, dessen Ausgang mit einem in Form eines Schleifenfilters 12 realisierten Integrator verbunden ist. Das Schleifenfilter 12 umfasst vorzugsweise eine Filterbank, die zum Beispiel zweiter, dritter und vierter Ordnung sein kann.

Der Ausgang des Schleifenfilters 12 ist mit einem ersten Eingang eines getakteten Komparators 13 verbunden, an dessen zweitem Eingang eine Referenzspannung 14 anliegt. Das digitale Ausgangssignal des Komparators 13 wird als Steuersignal einem Stromrückkopplungs-Digital/Analog-Wandler 15 zugeführt, dessen Ausgang mit dem analogen Summierer 11 verbunden ist.

Der Ausgang des Komparators 13 stellt gleichzeitig den SD-Modulatorausgang dar, an dem ein digitaler 1-Bit Datenstrom D_{out} anliegt. Dieser Datenstrom wird mit der gleichen Taktrate, mit der auch der Komparator 13 getaktet wird, einem Dezimationsfilter 16 zugeführt. Mit dem Dezimationsfilter 16 wird dann der digitale 1-Bit Datenstrom auf eine niedrigere Abtastrate mit einem höheren Dynamikumfang, zum Beispiel auf ein 17 Bit Datensignal umgesetzt und einer Bildverarbeitungs- und erzeugungseinrichtung 100 zugeführt.

Der SD-A/D-Wandler kann dabei jeweils direkt in das betreffende Detektorelement (Pixel) integriert sein, oder der (oder die) SD-A/D-Wandler befinden sich zumindest auf dem gleichen Chip bzw. Substrat wie die Detektoranordnung. Dabei besteht jeweils die Möglichkeit, entweder den SD-Modulator und das Dezimationsfilter zusammen in dem Detektorelement zu integrieren oder (nur) das Dezimationsfilter auf dem Chip bzw. Substrat ausführen. Weiterhin können natürlich auch Modulatoren anderer Ordnung und mit anderer Topologie eingesetzt werden.

Figur 4 zeigt ein Blockschaltbild eines SD-A/D-Wandlers höherer Ordnung in differentieller Ausführung.

Der von der Fotodiode D erzeugte Fotostrom wird einem dreistufigen Schleifenfilter
5 zugeführt, das sich aus der Reihenschaltung eines ersten Integrators 21 mit nachgeschaltetem ersten und zweiten Verstärker 22, 23 für einen a_1 - bzw. b_1 -Filterkoeffizienten, eines zweiten Integrators 24 mit nachgeschaltetem dritten und vierten Verstärker 25, 26 für einen a_2 - bzw. b_2 -Filterkoeffizienten sowie eines dritten Integrators 27 mit nachgeschaltetem fünften Verstärker 28 für einen b_3 -Filterkoeffizienten
10 zusammensetzt.

Die Ausgänge des zweiten, vierten und fünften Verstärkers 23, 26, 28 sind mit dem Eingang eines ebenfalls differentiell ausgeführten Komparators 29 verbunden.

15 Die beiden differentiellen Pegel des gefilterten Signals werden in dem Komparator 29 miteinander verglichen. Das Ausgangssignal des Komparators 29 steuert wiederum einen Stromrückkopplungs-Digital/Analog-Wandler 20 an, der vorzugsweise eine SC (Switched Capacitor) -Stromquelle beinhaltet und dessen Ausgang mit der Fotodiode D verbunden ist.

20

Der Ausgang des Komparators 29 stellt wiederum auch den SD-Modulatorausgang dar, an dem digitale 1-Bit Datenströme D_{out} und $D_{out,n}$ als Ausgangssignale anliegen. Diese Datenströme werden einem Dezimationsfilter 30 zugeführt. Mit dem Dezimationsfilter 30 werden dann die digitalen 1-Bit Datenströme auf eine niedrigere Abtastrate mit einem höheren Dynamikumfang, zum Beispiel auf ein 17 Bit Datensignal umgesetzt und
25 einer Bildverarbeitungs- und erzeugungseinrichtung 100 zugeführt.

Insbesondere in dem Fall, in dem auf einer gemeinsamen (und relativ großen) Chipfläche eine große Anzahl von Detektorelementen mit zugehörigen SD-A/D-Wandlern
30 realisiert wird, hat die differentielle Ausführung entscheidende Vorteile. In diesem Fall wird nämlich verhindert, dass zu große transiente Ströme auf der Chipfläche getrieben

werden müssen. Weiterhin wird die Kopplung zum Substrat reduziert. Dies ist wegen der Matrixanordnung der Detektorelemente (insbesondere in den oben erläuterten CT-Geräten) ebenfalls von großer Bedeutung.

- 5 Figur 5 zeigt ein Prinzipschaltbild der SC-Stromquelle, die vorzugsweise in dem Stromrückkopplungs-Digital/Analog-Wandler 20 eingesetzt wird. Diese Stromquelle umfasst im wesentlichen eine positive und eine negative Referenzspannungsquelle V_{ref_p} , V_{ref_n} sowie einen ersten und einen zweiten Kondensator C_1 , C_2 . Über jeweils einen mit einer Taktflanke Φ_1 , Φ_2 geschalteten Schalter kann der erste bzw. der zweite Kondensator C_1 ,
10 C_2 entweder parallel zu der betreffenden Referenzspannungsquelle geschaltet oder mit einem Ausgangsanschluss A verbunden werden, um auf diese Weise eine Ladungspumpe zu realisieren.

- Eine solche SC-Stromquelle ist insbesondere deshalb vorteilhaft, weil sie eine nur sehr
15 geringer Temperaturabhängigkeit aufweist. Bei der Anwendung zur Kompensation des Fotostroms bietet sie einen Stromeingang für den SD-Modulator ("Current Mode-Betrieb") und ermöglicht die Realisierung eines SD-Modulators mit sehr geringem Rauschen, was insbesondere im Hinblick auf den erforderlichen hohen Dynamikumfang bzw. die Erfassung sehr geringer Fotoströme von Bedeutung ist. Außerdem hat die SC-
20 Stromquelle einen nur sehr geringen Platzbedarf, so dass sie sich insbesondere bei der Integration eines SD-Modulators bzw. eines SD-A/D-Wandlers in ein Detektorelement anbietet.

- Ein weiterer Vorteil des in Figur 4 gezeigten SD-A/D-Wandlers besteht darin, dass das
25 von der Fotodiode D zugeführte Eingangssignal zeitkontinuierlich aufintegriert wird, da der Integrator nicht zurückgesetzt werden braucht und somit keine Totzeiten entstehen. Auf diese Weise können die digitalisierten Detektordaten kontinuierlich ausgelesen werden.

- 30 Insgesamt bietet somit insbesondere die Integration eines wie in Figur 4 gezeigten SD-A/D-Wandlers höher Ordnung und in differentieller Ausführung in ein Detektorelement

bzw. Pixel zahlreiche Vorteile hinsichtlich eines hohen Dynamikumfangs von mehr als 60 dB, eines geringen Rauschens sowie einer hohen Linearität. Weiterhin können aufgrund der mit der differentiellen Ausführung erzielten Störuneempfindlichkeit zahlreiche SD-A/D-Wandler eines Bildgebers parallel geschaltet werden, so dass keine

- 5 Multiplexer erforderlich sind.

Zur Erhöhung der Stabilität des SD-A/D-Wandlers wird als Komparator 29 vorzugsweise ein Auto-Zero-Komparator eingesetzt.

- 10 Weiterhin ist auch eine kaskadierte Anordnung mehrerer SD-A/D-Wandler in einem Detektorelement bzw. Pixel möglich. Damit können die oben genannten Eigenschaften und Vorteile weiter verbessert werden.

- Eine besonders bevorzugte Realisierung ist die Kombination mindestens eines SD-A/D-
15 Wandlers mit einer integrierten CMOS-Fotodiode in jeweils einem Detektorelement bzw. Pixel einer Detektoranordnung bzw. eines Bildgebers in CMOS-Technologie mit digitalem Datenausgang für eine Bildverarbeitungs- und erzeugungseinrichtung 100. Eine solche Detektoranordnung kann bevorzugt zur Bilderfassung bzw. als Röntgende-
tektor in einem in Figur 1 gezeigten Computertomographie-Gerät dienen.

PATENTANSPRÜCHE

1. Detektoranordnung mit einer Mehrzahl von Detektorelementen oder Bildpixeln, die jeweils einen integrierten SD-Modulator (20 bis 29) aufweisen, wobei der SD-Modulator (20 bis 29) eine differentielle Ausführung und/oder eine Mehrzahl von Stufen aufweist.

5

2. Detektoranordnung nach Anspruch 1,
bei dem der SD-Modulator (20 bis 29) mit einem Dezimationsfilter (30) zu einem SD-A/D-Wandler erweitert ist.

10 3. Detektoranordnung nach Anspruch 1,
bei dem die Detektorelemente oder Bildpixel sowie die SD-Modulatoren (20 bis 29) auf einer CMOS-Halbleiterstruktur realisiert sind.

4. Detektoranordnung nach Anspruch 1,
15 bei dem der SD-Modulator (20 bis 29) eine Stromrückkopplung (20) auf das Signal des Detektorelementes mit einer SC-Stromquelle aufweist.

5. Detektoranordnung nach Anspruch 1,
bei dem eine kaskadierte Anordnung von SD-Modulatoren (20 bis 29) in mindestens
20 einem Detektorelement oder Bildpixel vorgesehen ist.

6. Detektoranordnung nach Anspruch 1,
bei dem der SD-Modulator (20 bis 29) einen Auto-Zero-Komparator (29) aufweist.

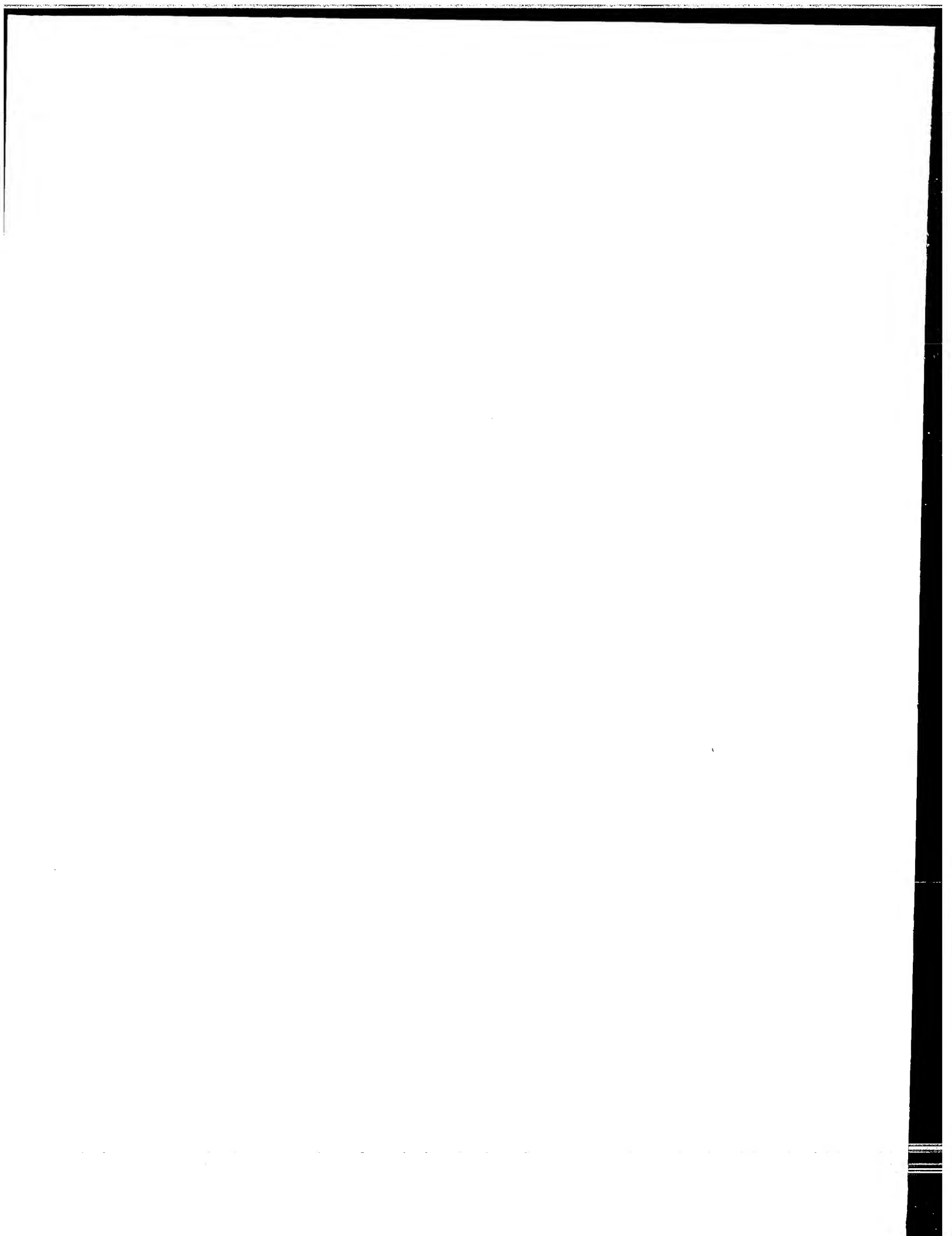
- 7. Halbleiterbasierender Bildgeber mit einer Detektoranordnung nach Anspruch 1.
- 8. Röntgendetektor mit einer Detektoranordnung nach Anspruch 1.
- 5 9. Röntgengerät, insbesondere zur Computertomographie, mit einer Detektoranordnung nach Anspruch 1.

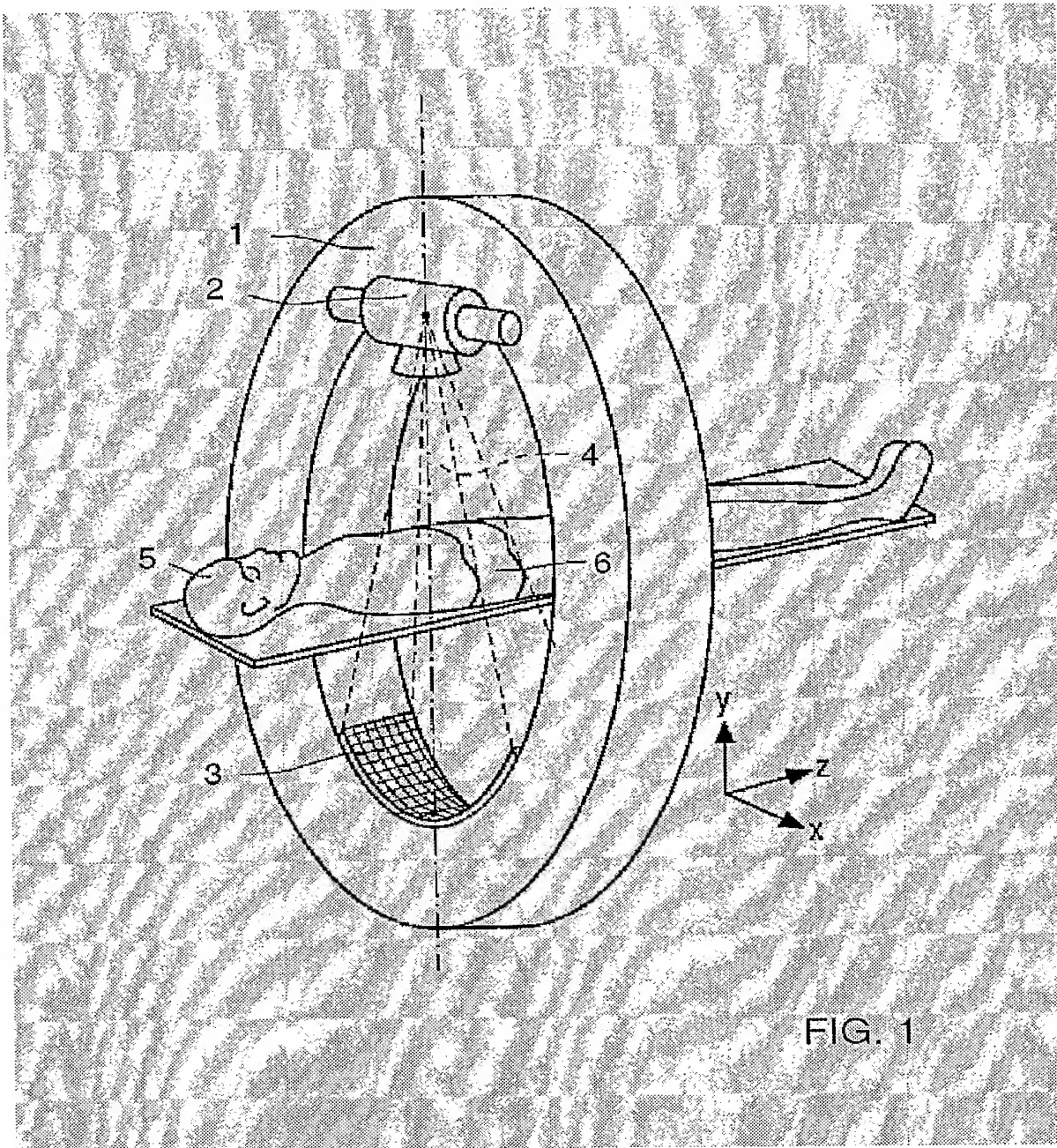
ZUSAMMENFASSUNG

Halbleiterbasierender Bildgeber

- Es wird eine Detektoranordnung bzw. ein halbleiterbasierenden Bildgeber mit einer Mehrzahl von Detektorelementen oder Bildpixeln, die jeweils einen integrierten SD-
- 5 (Sigma Delta) Modulator (20 bis 29) oder einen integrierten SD-A/D-(Sigma Delta Analog/Digital) Wandler (20 bis 30) aufweisen, sowie insbesondere eine solche Detektoranordnung bzw. ein solcher Bildgeber auf der Basis einer CMOS-Halbleiterstruktur beschrieben. Insbesondere aufgrund der differentiellen Ausführung und/oder des mehrstufigen Aufbaus des SD-Modulators bzw. des SD-A/D-Wandlers kann eine
- 10 Detektoranordnung bzw. ein Bildgeber mit besonders hoher Störuneempfindlichkeit, einem hohen Dynamikumfang und einem geringen Rauschen realisiert werden, so dass diese/dieser insbesondere zur Anwendung in Computertomographie (CT)- Geräten geeignet ist.

- 15 Fig. 4





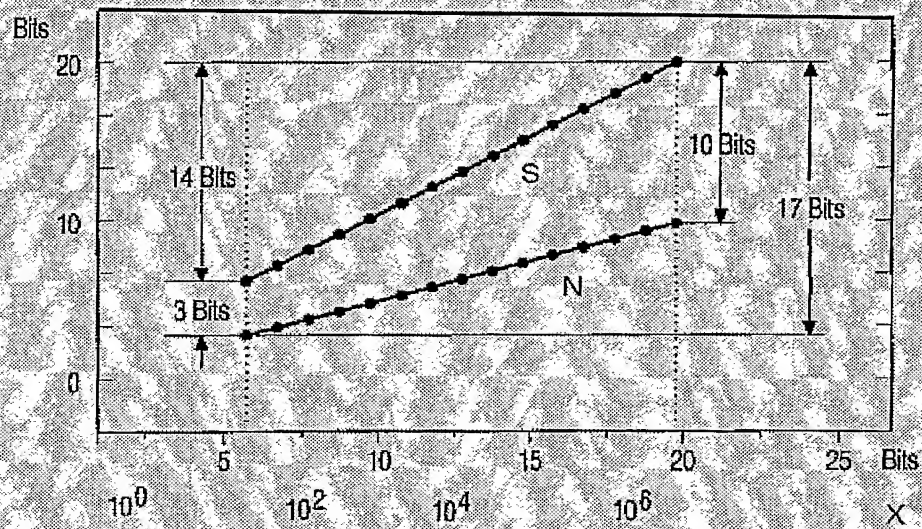


FIG. 2

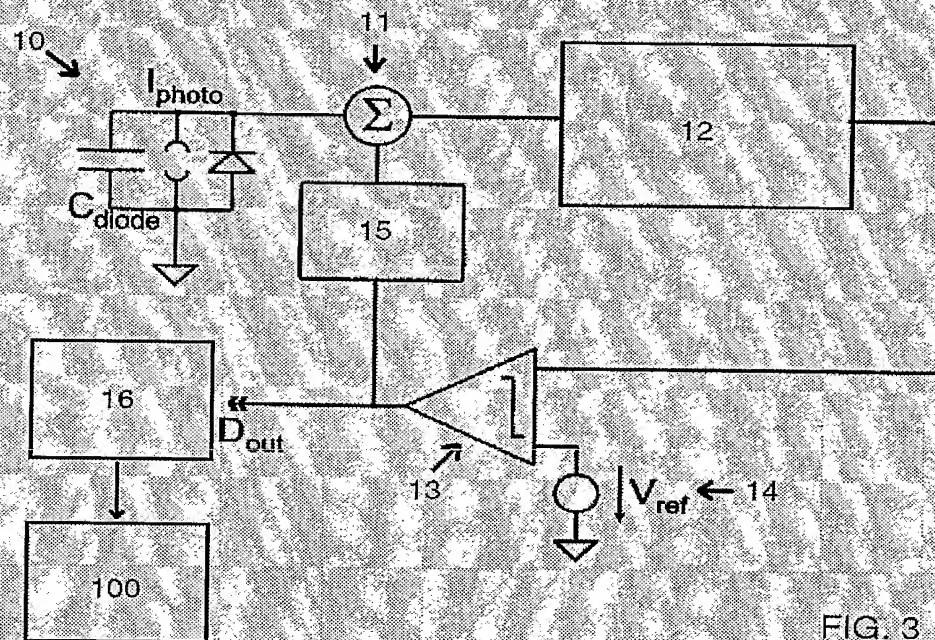


FIG. 3

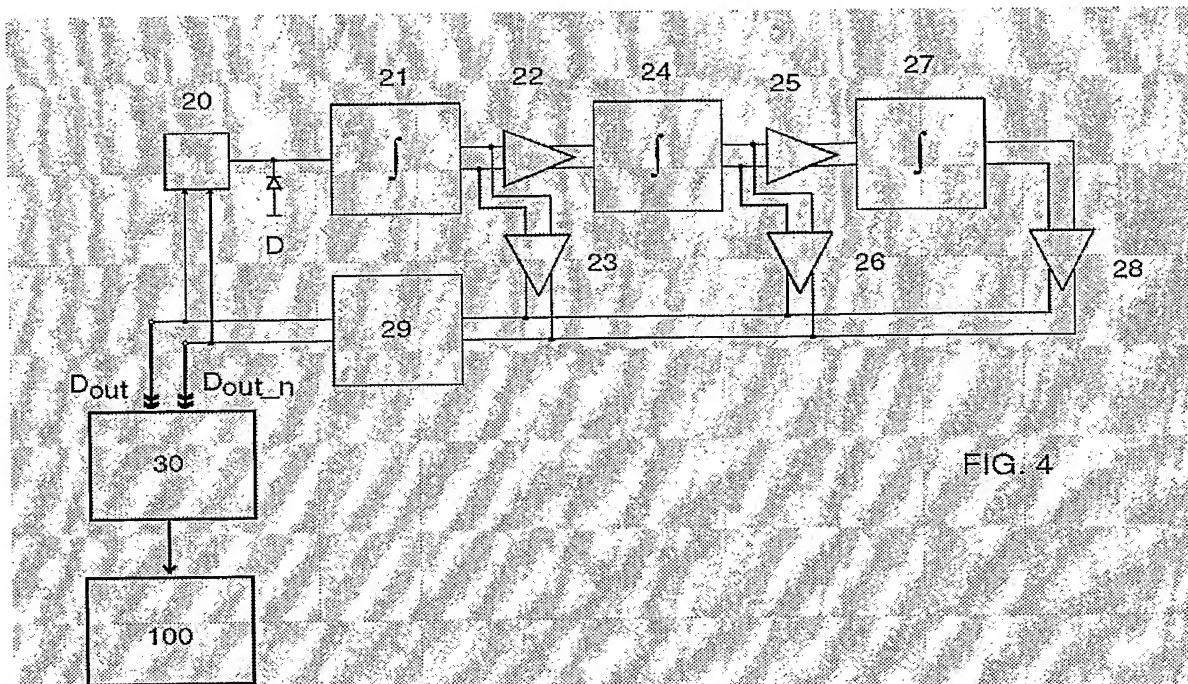


FIG. 4

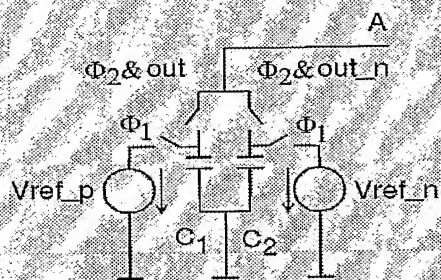


FIG. 5

PCT/IB2005/050092

